

# 전도성 고분자 나노재료를 이용한 차세대 센서 기술개발 현황

장정식 · 윤현석

## 1. 서론

정보산업의 급격한 발전에 따라 플라스틱 일렉트로닉스(plastic electronics) 소재에 대한 개발이 국제적으로 요구되고 있으며, 특히 소형, 고신뢰성, 고감도 차세대 센서 개발에 대한 관심이 지속적으로 증가하고 있다. 현재 차세대 센서용 소재관련 연구는 탄소 나노튜브, 금속 및 무기반도체 나노재료를 중심으로 활발히 진행되고 있다. 탄소 나노튜브는 다양한 합성방법의 개발을 통해 꾸준히 연구가 진행 중이나, 값비싼 제조비용과 키랄성(chirality)에 의존적인 전기적 특성, 비활성 표면 등의 단점으로 인해 실용화에 제약을 받고 있다. 이에 반해 전도성 고분자는 분자설계의 다양성, 가공의 용이성, 저중량, 유연성 등과 같은 다양한 장점을 갖고 있다. 따라서 폴리피롤, 폴리아닐린, 폴리싸이오펜 및 그 유도체를 비롯한 다양한 종류의 전도성 고분자들이 화학·바이오센서용 트랜스듀서에 적용되어 왔다(그림 1). 공액이중결합 구조를 가진 전도성 고분자는 가역적인 산화·환원 반응에 의해 특정 분석물에 대한 전도도, 무게, 부피, 색깔 등의 변화를 나타낼 수 있다(그림 2). 전도성 고분자 트랜스듀서는 금속 및 무기 반도체 재료와 비교할 때 상온에서 높은 감응도와 신속한 반응시간을 나타내며, 합성 조건 및 도펀트 이온 등의 조절을 통해 센서 성능을 용이하게 제어할 수 있다. 표 1에서는 전도성 고분자를 이용한 다양한 센서(가스센서, 알콜센서, 혈당센서, 면역센서) 연구를 나타내었다. 전도성 고분자를 트랜스듀서로 이용하여 암모니아, NO<sub>x</sub>, 에탄올과 같은 화학물질에서 포도당, DNA, 바이러스와 같은 생체물질에 이르기까지 다양한 분석물을 탐지하기 위한 연구가 활발히 진행되어왔다. 그러나 벌크 형태의 필름을 이용하는 기존의 전도성 고분자 센서는 반응속도, 감응도 및 소형화 측면에서 성능향상의 한계점을 가지고 있다. 이러한 문제점을 극복할 수 있는 대안으로 현재 전도성 고분자 나노재료를 이용한 센서 연구가 국내외 학계 및 산업계에 비상한 관심을 모으고 있다. 특히 화학·바이오센서는 화학종 또는 생화학 반응에 의해 일어나는 신호를 전기적 또는 광학적 신호로 바꾸는 소자로 과학전반에 걸친 기반기술이며 미래형 융합기술이기도 하다. 따라서 본 총설에서는 전도성 고분자 나노재료의 제조방법 및 이를 이용한 다양한 화학·바이오센서 개발 현황에 대해 소개하고자 한다.

## 2. 트랜스듀서용 전도성 고분자 나노재료 제조

전도성 고분자 나노재료의 제조방법으로는 연질 주형(soft template) 제조법, 경질 주형(hard template) 제조법, 계면중합법, 전기중합법 및 전기방사법 등이 보고되고 있다. 이러한 전도성 고분자 나노재료의 제조기술은 금속 및 무기 반도체 재료에 비해 상대적으로 미비한 실정이다. 따라서 센서 분야에서 전도성 고분자 나노재료의 실용화를 위해서는 소재 제조기술에 대한 지속적인 연구가 선행되어야 할 것이다.

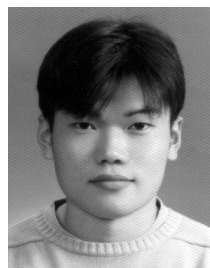
### 2.1 연질 주형 제조법

역상(water-in-oil) 에멀전에서 계면활성제를 이용한 트랜스듀서용 전도성 고분자 나노막대 및 나노튜브 제조에 관한 연구가 보고되었다.<sup>10-12</sup> 비극성 용매 상에서 음이온 계면활성제(AOT)와 철 양이온 산화제 간의 상호작용을 통해 산화제가 흡착된 실린더 형태의 미셀(micelle)을 제조한 후, 그 표면에서 단량체의 화학적 산화 중합을 통해 전도성 고분자 나노재료를 제조하였다. 계면활성제 농도, 용매 종류, 온도와 같은 합성변수 조절을 통해 나노재료의 크기를 제어할 수 있었고, 미셀 표면에서 산화제 농도 변화를 통해 나노막대에서 나



장정식

1978 서울대학교 공업화학과(학사)  
1983 서울대학교 공업화학과(석사)  
1988 Case Western Reserve University  
고분자공학과(박사)  
1988~1991 한국과학기술연구원, 선임연구원  
1991~현재 서울대학교 화학생물공학부 교수



윤현석

2002 한양대학교 응용화학공학부(학사)  
2004 서울대학교 응용화학부(석사)  
2004~현재 서울대학교 화학생물공학부(박사과정)

### Recent Progress in the Development of State-of-the Art Sensors Based on Conducting Polymer Nanomaterials

서울대학교 화학생물공학부 (Jyongsik Jang and Hyeonseok Yoon, School of Chemical and Biological Engineering, Seoul National University, San 56-1, Shinlimdong, Gwanak-gu, Seoul 151-742, Korea) e-mail: jsjang@plaza.snu.ac.kr

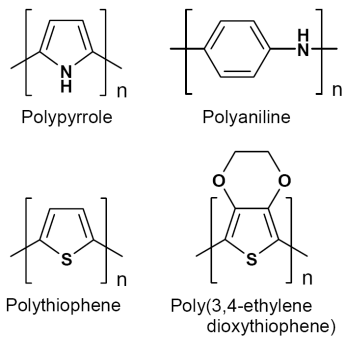


그림 1. 대표적인 전도성 고분자들의 구조식.

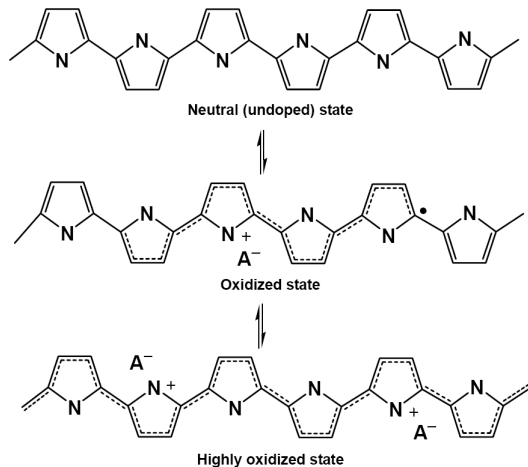


그림 2. 전도성 고분자 폴리피롤에서 산화·환원 레벨의 가역적인 변화.

표 1. 다양한 종류의 전도성 고분자 센서 연구 사례<sup>1-9</sup>

| 센서 종류 | 트랜스듀서                          | 분석물             | 농도범위                                     | 한계농도                      | 참고문헌 |
|-------|--------------------------------|-----------------|--|---------------------------|------|
| 가스센서  | 폴리피롤                           | NH <sub>3</sub> | 4000~10,000 ppm                          | 300 ppm                   | 1    |
| 가스센서  | 폴리피롤/금                         | NO <sub>x</sub> | 0.8~11 ppm                               | 11 ppm                    | 2    |
| 가스센서  | MPcTs/<br>폴리피롤/실리콘             | NO <sub>x</sub> | 0.8~11 ppm                               | 11 ppm                    | 3    |
| 가스센서  | 폴리아닐린/SnO <sub>2</sub>         | 에탄올/아세톤         | 100~250 ppm/<br>600~900 ppm              | 100 ppm/<br>600 ppm       | 4    |
| 알콜센서  | 폴리피롤/<br>폴리비닐알콜                | 에탄올             | 15~140 mg/L                              | 7.7 mΩ/mg L <sup>-1</sup> | 5    |
| 혈당센서  | 폴리아닐린/GOx                      | 포도당             | 3.4~40.8 mM                              | 4~6 mM                    | 6    |
| 혈당센서  | 폴리아닐린/<br>prussianBlue/<br>GOx | 포도당             | 3~12 mM                                  | 3 mM                      | 7    |
| 면역센서  | 폴리아닐린/<br>graphite oxide       | DNA             | 34~241 µg/mL                             | 29.34 µg/mL               | 8    |
| 면역센서  | 폴리아닐린/<br>protonic acids       | 바이러스            | 10 <sup>3</sup> ~10 <sup>5</sup> CCID/mL | 10 <sup>3</sup> CCID/mL   | 9    |

노튜브까지 나노재료의 형태 또한 조율될 수 있었다(그림 3). 또한 단일 반응에서 그램 스케일의 중합물을 제조함으로써 대량생산의 가능성 또한 확인하였다.<sup>12</sup>

## 2.2 경질 주형 제조법

다양한 종류의 유·무기 나노재료를 제조하기 위해 폭넓게 사용되는 방법이다. 주로 알루미늄이나 또는 고분자로 구성된 다공성 멤브레인을 주형으로 이용한다. 이 방법은 Florida 대학의 Martin 교수에 의

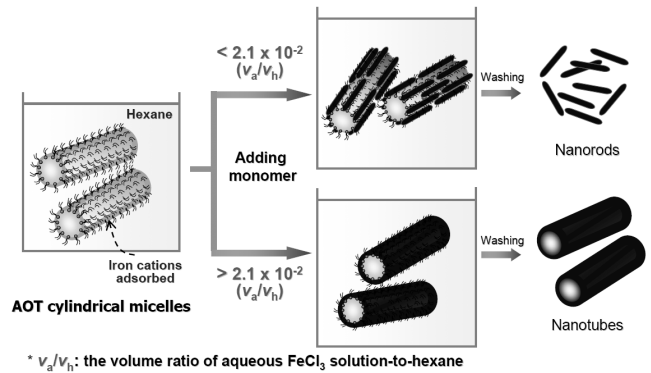


그림 3. 실린더 형태의 미셀 표면에서 화학적 산화 중합을 이용한 전도성 고분자 나노막대 및 나노튜브 제조 개략도.<sup>13</sup>

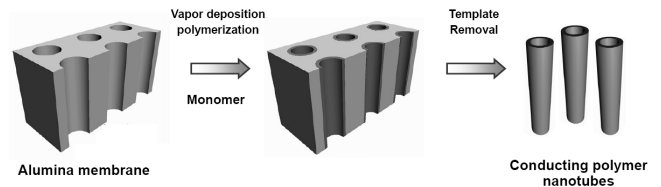


그림 4. 다공성 알루미늄 주형 내에서 기상증착중합에 의한 나노튜브 제조 개략도.

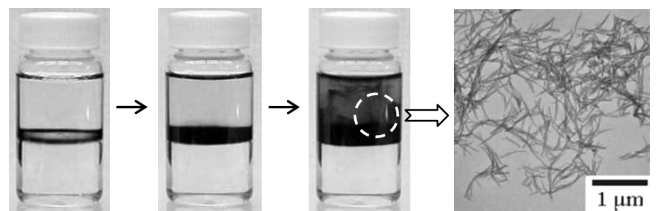


그림 5. 아닐린 단량체의 계면중합을 보여주는 사진(중합 개시 후 60초, 80초, 120초에서 촬영),<sup>16</sup> 그리고 제조된 폴리아닐린 나노섬유의 대표적인 투과전자현미경 사진.<sup>18</sup>

해 처음으로 개발되었다.<sup>13</sup> 전도성 고분자의 경우, 경질 주형의 기공 내에서 화학적 또는 전기적 중합을 통해 균일한 크기의 나노섬유 또는 나노튜브 형태로 제조될 수 있다. 나노튜브 제조시, 튜브 안쪽과 바깥쪽 표면 특성을 각각 다르게 제어할 수 있는 특징을 갖고 있다. 그리고 기상증착중합을 이용할 경우, 수 나노미터 수준에서 나노튜브의 벽 두께를 제어할 수 있다(그림 4).<sup>14,15</sup> 그러나 경질 주형 제조법은 대량생산에 부적합하고, 산 또는 염기를 이용한 주형 제거 과정이 요구된다는 단점을 갖고 있다.

## 2.3 계면중합법

UCLA의 Kaner 교수팀은 클로로포름과 물 시스템에서 계면중합을 통해 폴리아닐린 나노섬유의 대량생산 가능성을 제시하였다(그림 5).<sup>16</sup> 이 제조방법은 계면활성제를 비롯한 어떤 템플레이트의 사용없이 나노섬유를 제조할 수 있다는 점에서 매우 획기적이었다. 최근에는 이와 같은 나노섬유의 형성이 오일-물 계면에 국한되지 않고 수용액 상에서 폴리아닐린 자체의 고유특성에 의한 것으로 밝혀지고 있다.<sup>17,18</sup> 따라서 혼합속도, 도펀트 및 반응용매 종류의 조절을 통해서 폴리아닐린 섬유의 형성을 제어할 수 있는 것으로 밝혀졌다. 그러나 이와 같은 방법은 폴리아닐린에만 제한적으로 적용될 수 있다는 한계점을 갖고 있다.

## 2.4 전기중합법

상기 제조방법들을 통해 수득된 전도성 고분자 나노재료는 센서 적용을 위해 일반적으로 용액 주조(solution casting) 또는 스핀 코팅을 통해서 전극 위에 코팅된다. 반면 전기중합법은 두개의 마이크로 전극 사이에서 전기중합을 통해 전도성 고분자 나노재료를 국부적으로 형성함으로써 센서 기판을 제조하는 기술이다.<sup>19,20</sup> 또한 e-beam 또는 포토 리소그래피 공정과 접목해서 필름 중합 후 lift-off 공정을 통해 전극 사이에 나노미터 수준의 feature size를 지닌 전도성 고분자를 패터닝할 수 있다.<sup>21</sup> 이와 같은 전기중합법은 특정 부분에 선택적으로 전도성 고분자 나노재료를 패터닝할 수 있다는 장점을 갖고 있다.

## 2.5 전기방사법

Cornell 대학의 Craighead 교수팀은 scanned-tip electrospinning deposition 방법을 이용해서 센서 기판을 제조하였다.<sup>22</sup> 이 방법은 전극 위에 직접적으로 한쪽 방향으로 배향된 형태의 고분자 나노섬유를 코팅할 수 있다. 따라서 전기적/기계적 물성 면에서 매우 우수한 결과를 얻을 수 있는 가능성을 제시하고 있다. 그러나 한편으로는 전기방사를 위해 폴리에틸렌옥사이드와 같은 절연성 고분자와의 혼합을 피할 수 없고, 이는 제조된 나노섬유의 전기적 물성을 저하시키는 하나의 중요한 요인이 된다.

## 3. 전도성 고분자 나노재료의 감응 메커니즘

전도성 고분자 나노재료는 일반적으로 프로토네이션/디프로토네이션(protonation/deprotonation), 산화/환원, 팽윤(swelling), 체인구조 정렬(conformational alignment) 등의 메커니즘을 통해 특정 분석물에 대한 전기적 또는 광학적 신호를 발생할 수 있다. 더불어 벌크 크기의 전도성 고분자에 비해 나노재료의 경우, 다음과 같은 독특한 특성 또한 나타내게 된다.

### 3.1 높은 표면적과 나노미터 크기의 치수

센서 트랜스듀서 소재로서 전도성 고분자 나노재료의 가장 중요한 특징 중의 하나는 높은 표면적이다. 벌크 소재에 비해 획기적으로 증가한 표면적은 분석물과의 증가된 상호작용을 가능케 하고 이는 높은 감응도를 나타낼 수 있게 한다(그림 6). 또한 나노미터 크기의 작은 치수는 분석물의 재료 내·외부로 빠른 확산을 허락하고 이는 실시간 신호 검출과 뛰어난 신호 가역성 및 재생산성의 밑바탕이 된다. 나노재료 내에서도 재료 크기에 따른 센서 성능의 차이는 이미 검증되고 있다. Cornell 대학의 Craighead 교수팀은 나노섬유의 직경이 작을수록 확산상수 값이 증가하고 그에 따라 반응속도가 빨라진다고 보고하였다.<sup>22</sup>

### 3.2 크기 및 형태에 의존적인 물성

벌크 형태의 전도성 고분자의 전기적 물성은 중합온도, 도펀트 이

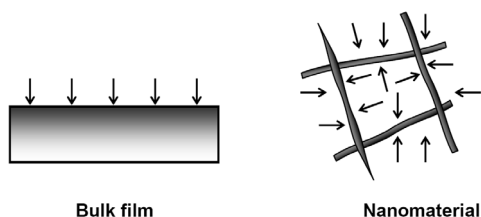


그림 6. 벌크 필름과 나노재료의 분석물(화살표)에 대한 반응성 차이를 보여주는 개략도.

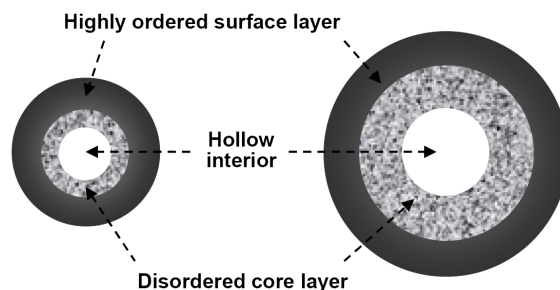


그림 7. 하드 템플레이트 기공 내에서 제조된 나노튜브의 직경에 따른 고분자 체인 규칙성의 차이를 보여주는 개략도.

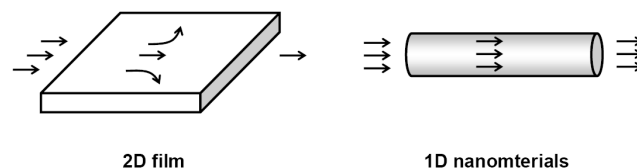


그림 8. 전자 운반체(화살표)의 축적 또는 감소에 있어서 이차원적 필름 형태의 재료에 비해 우수한 일차원적 나노재료의 장점을 보여주는 개략도.

온, 체인 배향성 등에 의존한다. 그러나 나노미터 크기의 전도성 고분자 물성은 추가적으로 크기 및 형태에 의존하는 독특한 특성을 나타낸다. 예를 들어, Florida 대학의 Martin 교수팀은 하드 템플레이트 방법을 이용해서 폴리피롤 나노섬유 및 튜브를 제조했을 때, 직경이 작아질수록 템플레이트가 고분자 체인 배향에 미치는 영향력이 증가해서 결과적으로 전도도가 증가한다고 보고하였다(그림 7).<sup>23</sup> 전도성 고분자의 전도도는  $\pi$  전자 컨쥬게이션(conjugation) 길이와 직접적으로 연관될 수 있다. 일반적으로 전도성 고분자 내 컨쥬게이션 길이가 증가할수록 전도도는 향상된다. 최근에는 직경이 다른 폴리피롤 나노튜브의 컨쥬게이션 길이를 조사한 결과, 직경이 작을수록 컨쥬게이션 길이가 증가하였다.<sup>10</sup> 이는 직경이 상대적으로 작은 나노튜브가 높은 표면적과 함께 암모니아 가스 또는 적외선 광에 대한 높은 감응도를 나타내는 하나의 중요한 요인이 되었다. 또한 폴리페도트, poly(3,4-ethylenedioxythiophene), 나노재료의 경우, 나노막대에서 나노튜브로 종횡비(aspect ratio)가 증가할수록 컨쥬게이션 길이는 증가하였고, 접촉저항 등의 외부저항과 함께 센서의 감응도를 결정하는 중요 요소로 작용하였다.

### 3.3 비등방성 전기적 성질

나노막대, 나노섬유, 나노튜브와 같은 일차원적 전도성 고분자 나노재료의 경우, 비등방성 전하 이동 성질을 갖고 있다. 따라서 특정 반응물과의 상호작용을 통해 전도성 고분자 내 전하 운반체(전자 또는 정공) 이동의 변화가 있을 시, 필름 형태의 재료와는 달리, 측전류 분로(lateral current shunting)에 의한 센서의 감응도 저하를 피할 수 있다(그림 8).

## 4. 전도성 고분자 나노재료 센서 적용사례

전도성 고분자 나노재료를 이용한 센서 연구사례는 분석물의 종류에 따라 크게 화학센서와 바이오센서로 구분될 수 있다.

### 4.1 화학센서

전도성 고분자 나노재료를 이용한 화학센서 연구는 주로 암모니아,

염화수소와 같은 독성 가스 탐지를 위해 진행되었다. 암모니아는 약 20 ppm 이상, 그리고 염화수소는 약 5 ppm 이상의 농도에서 인체에 해를 끼치는 것으로 알려져 있다. 최근 연구에서는 역상 에멀전 중합에서 제조된 폴리페도트 나노막대를 상호교차된(interdigitated) 마이크로전극 위에 코팅한 후, 실시간 저항 변화의 모니터링을 통해 염화수소 및 암모니아 가스의 존재를 검출할 수 있었다(그림 9).<sup>11</sup> 사용된 마이크로전극은 기존 전극에 비해 매우 소량의 샘플만으로 테스트를 진행할 수 있고, 물질 이동 속도의 증가, 용액 상에서 IR drop의 감소와 같은 주목할 만한 장점을 갖고 있다. 염화수소와 암모니아 가스에 노출 시, 폴리페도트 나노막대는 그림에서 언급한 폴리피롤과 유사한 산화 및 환원 메커니즘을 통해서 각각 저항의 감소 및 증가를 나타냈다. 센서 반응은 10회 이상의 반복사용에도 높은 신뢰성을 나타내었다. 염화수소 5 pp와 암모니아 10 pp까지 탐지할 수 있었다. 계면 중합에 의해 제조된 폴리아닐린 나노섬유를 이용해 제작된 저항측정 방식 센서의 경우는 염화수소(100 ppm) 및 암모니아(100 ppm) 가스에 노출 시, 각각 도핑과 디도핑 반응에 의해 저항의 감소와 증가를 나타내었다(그림 10).<sup>16</sup> 그 밖에도 폴리피롤 나노패턴,<sup>21</sup> 전기방사법에 의해 제조된 폴리아닐린 나노섬유 등이<sup>22</sup> 암모니아 검출을 위해 사용되었다.

전도성 고분자 나노재료는 다양한 종류의 휘발성 화합물에 대해서도 탐지 가능한 신호를 제공한다. 예를 들어 폴리페도트 나노튜브의 경우, 트리에틸아민, 아세트오닐리드, 클로로포름 및 사염화탄소에 대해서 저항의 증가를 나타내었고 메탄올, 에탄올 및 디에틸 에테르에 대해서는 저항의 감소를 나타내었다.<sup>12</sup> 휘발성 화합물의 경우, 극성 또는

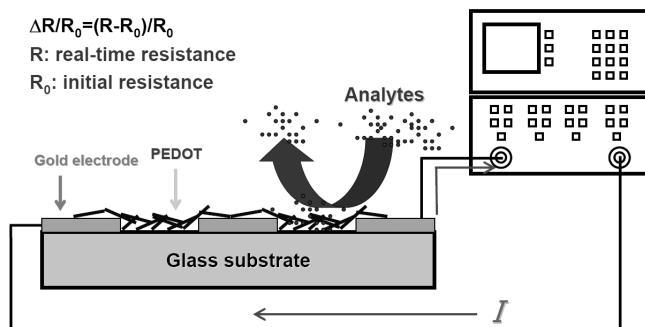


그림 9. 전도성 고분자 나노재료를 이용한 저항센서 장치 개략도 : 폴리페도트 나노막대가 마이크로전극 위에 코팅되었고 실시간 저항변화가 정규화 저항변화(normalized resistance change,  $\Delta R/R_0$ ) 형태로 모니터링 된다.

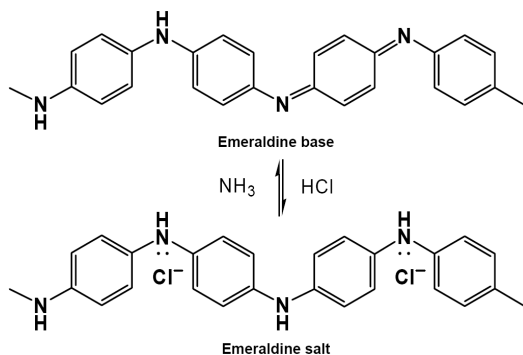


그림 10. 염화수소 및 암모니아 가스 노출시, 폴리아닐린의 가역적인 도핑/디도핑 반응.

유전상수 값에 따라 도펀트 이온과 전하 운반체(p형 반도체일 경우, 정공) 사이에 쿨롱 상호작용에 영향을 미치게 되고 그에 따른 전도도의 변화를 나타내게 된다. 이러한 전도도 변화를 통해 관련 물질의 존재 유무를 감지할 수 있다. 최근 관심을 끌고 있는 연구 중의 하나는 환자의 호흡 내에 포함된 휘발성 화합물 분석을 통한 질병 유무의 판단이다. 주목할 만한 연구사례 중의 하나는 호흡분석을 통한 간경변(cirrhosis) 발병 유무의 검사이다. 정상인의 경우 호흡 내 아세트산(acetic acid)의 농도는 대략 322 ppm인 반면, 간경변 환자는 2730 ppm에 이른다. 따라서 호흡 내 초산의 모니터링은 신속하고 비침투적(noninvasive)인 질병진단을 가능케 한다. 이와 같은 목적에서 표면 아민기를 지닌 폴리피롤 나노튜브 트랜스듀서에 대한 연구가 보고되었다.<sup>24</sup> 하드 템플레이트와 기상증착중합의 조합을 통해 카르복실기를 지닌 폴리피롤 나노튜브를 제조하였고, 추가적인 표면처리를 통해 다양한 종류의 폴리아민기를 표면에 부착하였다(그림 11). 표면 아민기는 아세트산과 상호작용할 수 있고, 이 때문에 카르복실 폴리피롤 나노튜브에 비해 아민 폴리피롤 나노튜브가 아세트산에 대해 상당히 증가된 감응도를 나타내었다. 또한 폴리아민 스페이서(spacer)의 길이가 길어질수록 아세트산에 대한 감응도는 증가하는 특징을 나타냈다. 반응시간은 1~2초에 불과했고, 최저 탐지 농도는 285 ppm이었다.

#### 4.2 바이오센서

전도성 고분자 나노재료를 이용한 바이오센서는 화학센서와 비교할 때, 상대적으로 초보적인 단계의 연구가 진행 중이다. 바이오센서의 경우 분석물의 탐지가 대부분 용액 상에서 진행되기 때문에 전극 기관과의 접촉력이 빈약한 전도성 고분자 나노재료의 특성 상, 전극 위에 코팅된 상태로 사용하기에는 어려움이 있다. 따라서 대부분의 바이오센서는 전기중합을 통해 마이크로 전극 사이에서 고정된 형태의 전도성 고분자 나노재료를 사용하거나 전기적 방법이 아닌 광학적 탐지 방법을 사용하고 있다. 전도성 고분자 나노재료를 이용한 바이오센서 중 가장 활발히 연구가 진행되고 있는 분야는 글루코오스(glucose) 센서와 DNA 센서이다. 먼저 글루코오스 센서의 경우, 정상 혈액 내 글루코오스 농도는 약 3.5~6.1 mM 범위인 반면, 비정상 혈액 내 글루코오스 농도는 20 mM에 이른다. 따라서 혈액 내 글루코오스의 농도 변화를 모니터링 하는 것은 당뇨병 예방 및 진단에 있어서 매우 중요하다. Arizona State University의 Tao 교수팀은 20~60 nm 간격의 마이크로 전극사이에 폴리피롤/폴리아크릴릭산/글루코오스산화효소로 구성된 나노접합을 형성하였고, 일종의 전기

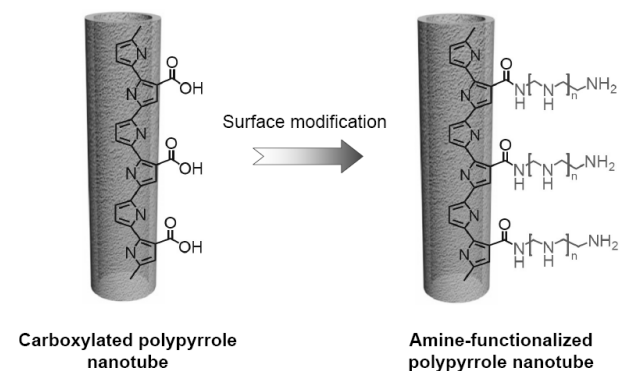
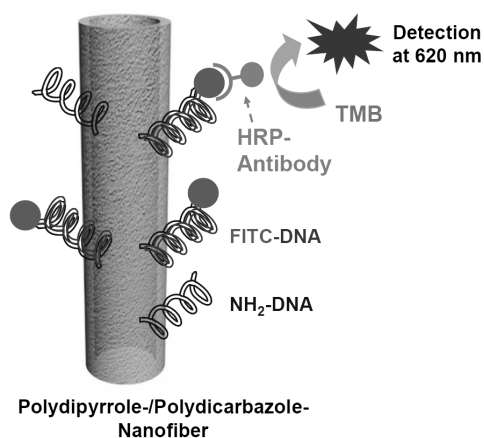


그림 11. 카르복실 폴리피롤 나노튜브의 표면처리를 통한 아민 폴리피롤 나노튜브의 제조.



**그림 12.** 폴리다이피롤 나노섬유에 공유결합을 통한 탐침 DNA 부착 및 보합결합(hybridization) 탐지 메커니즘.

효과 트랜지스터 배열을 통해 글루코오스를 탐지하는 실험결과를 보고하였다.<sup>25</sup> 글루코오스산화효소는 글루코오스를 선택적으로 산화시키고 그 효소반응의 부산물로 과산화수소를 배출한다. 이 과산화수소는 일종의 산화제로 작용해서 전도성 고분자의 전도도를 변화시킨다. 이와 같은 감응 메커니즘을 바탕으로 약 1 mM 농도의 글루코오스까지 탐지할 수 있었고, 생체 내 모니터링에 적합한 센서 소형화에 대한 가능성 또한 제시하였다. 글루코오스 탐지를 위한 폴리페도트 나노튜브 멤브레인을 이용한 전류측정방식 센서 또한 제작되었다.<sup>26</sup> 다공성 고분자 멤브레인 내에서 폴리페도트 나노튜브를 제조하고 해당 pH에서 음이온을 띄고 있는 글루코오스산화효소를 물리적으로 흡착시켰다. 이 센서장치는 글루코오스와 접촉 시 전류량의 증가를 나타내었다. 센서 테스트는 무산소 분위기에서 진행되었기 때문에 효소와 전도성 고분자 간의 직접적인 전자 전달을 감응 메커니즘으로 제시했다. DNA 센서의 경우, 이스라엘 Bar-Ilan University의 Lellouche 교수팀과 국내 연구팀이 폴리다이피롤(polydipyrrole) 및 폴리다이카르바졸(polydicarbazole) 나노섬유를 지탱체로 이용한 DNA hybridization과 이를 광학적으로 탐지한 결과를 보고하였다.<sup>27</sup> 카르복실기를 지닌 키랄성 피롤 및 카르바졸 유도체를 단량체로 사용하여 나노섬유를 제조하였다. 표면 카르복실기와 아민 말단의 DNA 사이에 축합반응을 통해 DNA를 공유적으로 표면에 고정하였고, 이를 이용해 상보적인 DNA를 광학적 방식을 이용해 탐지할 수 있었다(그림 12).

## 5. 결론

화학·바이오센서는 대기오염도 측정, 환경호르몬의 검출, 식품의 안정성 테스트, 그리고 생화학전에 대비한 독성 물질의 검출에 이르기까지 다양한 분야에 적용될 수 있다. 특히 IT산업의 발전과 함께 고성능·소형 센서 장치의 개발은 앞으로 다가올 유비쿼터스 시대를 선도할 것으로 예상된다. 따라서 센서 관련 기술은 정보전자, 환경, 의료 및 군사 분야 전반에 걸쳐 매우 큰 파급효과를 제공할 것이다. 현재 전도성 고분자 나노재료를 이용한 센서 응용 연구는 전 세계적으로 연구수준이 아직 개발단계에 머무르고 있다. 그러므로 관련 기술에

대한 활발한 연구, 특히 소재와 관련된 원천기술을 확보할 경우, 국내의 발달된 전자기술과의 접목을 통해 세계적인 기술 경쟁력을 갖출 수 있을 것으로 사료된다.

## 참고문헌

1. M. Penza, E. Milella, F. Musio, M. B. Alba, G. Cassano, and A. Quirini, *Mater. Sci. Eng. C*, **5**, 255 (1997).
2. V. C. Nguyen and K. Potje-Kamloth, *Thin Solid Films*, **338**, 142 (1999).
3. V. C. Nguyen and K. Potje-Kamloth, *Thin Solid Films*, **392**, 113 (2001).
4. L. Geng, Y. Zhao, X. Huang, S. Wang, S. Zhang, and S. Wu, *Sens. Actuators B*, **120**, 568 (2007).
5. C. W. Lin, B. J. Hwang, and C. R. Lee, *J. Appl. Phys. Lett.*, **73**, 2079 (1999).
6. E. Shoji and M. S. Freud, *J. Am. Chem. Soc.*, **123**, 3383 (2001).
7. R. Garjonyte and A. Malinauskas, *Biosens. Bioelectron.*, **15**, 445 (2005).
8. J. Wu, Y. Zhou, X. Li, H. Liu, G. Shen, and R. Yu, *Sens. Actuators B*, **104**, 43 (2005).
9. Z. M. Tahr, E. C. Alcolija, and D. L. Grooms, *Biosens. Bioelectron.*, **20**, 1690 (2005).
10. H. Yoon, M. Chang, and J. Jang, *J. Phys. Chem. B*, **110**, 14074 (2006).
11. J. Jang, M. Chang, and H. Yoon, *Adv. Mater.*, **17**, 1616 (2005).
12. H. Yoon, M. Chang, and J. Jang, *Adv. Funct. Mater.*, **17**, 431 (2007).
13. C. R. Martin, *Acc. Chem. Res.*, **28**, 61 (1995).
14. S. Ko and J. Jang, *Biomacromolecules*, **8**, 182 (2007).
15. J. Jang, S. Ko, and Y. Kim, *Adv. Funct. Mater.*, **16**, 754 (2006).
16. J. Huang, S. Virji, B. H. Weiller, and R. B. Kaner, *J. Am. Chem. Soc.*, **125**, 314 (2003).
17. J. Huang and R. B. Kaner, *Chem. Commun.*, 367 (2006).
18. J. Jang, J. Bae, and K. Lee, *Polymer*, **46**, 3677 (2005).
19. K. Ramanathan, M. A. Banger, M. Yun, W. Chen, A. Mulchandani, and N. V. Myung, *Nano Lett.*, **4**, 1237 (2004).
20. E. S. Forzani, H. Zhang, L. A. Nagahara, I. Amlani, R. Tsui, and N. Tao, *Nano Lett.*, **4**, 1785 (2004).
21. B. Dong, M. Krutschke, X. Zhang, L. Chi, and H. Fuchs, *Small*, **1**, 520 (2005).
22. H. Liu, J. Kameoka, D. A. Czaplewski, and H. G. Craighead, *Nano Lett.*, **4**, 671 (2004).
23. Z. Cai and C. R. Martin, *J. Am. Chem. Soc.*, **111**, 4138 (1989).
24. S. Ko and J. Jang, *Biomacromolecules*, **8**, 182 (2007).
25. E. S. Forzani, H. Zhang, L. A. Nagahara, I. Amlani, R. Tsui, and N. Tao, *Nano Lett.*, **4**, 1785 (2004).
26. A. Kros, S. W. F. M. van Hövell, N. A. J. M. Sommerdijk, and R. J. M. Nolte, *Adv. Mater.*, **13**, 1555 (2001).
27. J. -P. Lellouche, S. Govindaraji, A. Joseph, J. Jang, and K. J. Lee, *Chem. Commun.*, 4357 (2005).